

Биотехническая система вестибулярного органа

Акинина Мария Дмитриевна

Национальный исследовательский Томский государственный университет

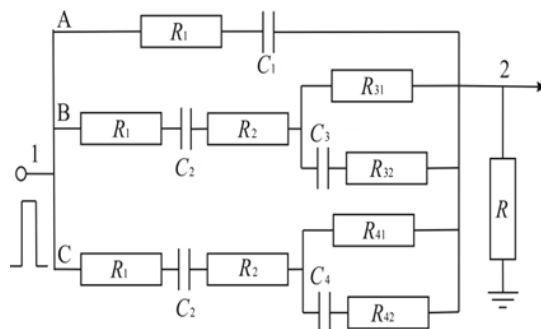
Демкин Владимир Петрович, д.ф.-м.н.

maakin1993@yandex.ru

Вестибулярный имплант выполняет функцию естественного вестибулярного лабиринта человека для управления положением тела в пространстве и сохранением равновесия. Генерируемые имплантом электрические импульсы от электродов распространяются по тканям внутреннего уха к окончаниям вестибулярных нервов и далее в головной мозг, вызывая соответствующие вестибулярные рефлексы для изменения положения тела. Таким образом, вестибулярная система (имплант и лабиринт) представляет собой биотехническую систему с биологической обратной связью, эффективность которой зависит от параметров стимулирующих импульсов (форма, амплитуда, частота, глубина модуляции) так и от электропроводящих свойств тканей лабиринта (удельное сопротивление и емкость). Управление такими системами осуществляется на основе теории динамических систем, важнейшей характеристикой при этом является передаточная функция [1,3].

Динамика таких биотехнических систем описывается линейными дифференциальными уравнениями с постоянными коэффициентами на основе физических законов, определяющих процесс преобразования входного сигнала, генерируемого имплантом, в выходной сигнал, как результат отклика (рефлекса) сенсорной системы. Тогда функциональную эффективность импланта можно описать передаточной функцией, которую определяют как отношение преобразований Лапласа выходного сигнала и входного сигналов.

Для вычисления передаточной функции биотехнической системы вестибулярного органа нами предложена электрическая модель распространения тока через ткани вестибулярного лабиринта человека на основе пятиэлементной схемы замещения Максвелла (рис. 1) [4].



1 – стимулирующий электрод; 2 – окончание вестибулярного нерва; R_1 – сопротивление перилимфы; C_1 – емкость изоляции нерва; R_2 – сопротивление эндолимфы; R_{31} – сопротивление мембраны волосковых клеток; R_{32} – сопротивление цитоплазмы волосковых клеток; R_{41} – сопротивление мембраны базилярных клеток; R_{42} – сопротивление цитоплазмы базилярных клеток; C_2 – емкость мембраны, разделяющей перилимфу и эндолимфу; C_3 – емкость мембраны волосковых клеток; C_4 – емкость мембраны базилярных клеток; R – сопротивление нагрузки.

рис. 1. Электрическая схема замещения вестибулярного лабиринта

Передаточную функцию от всех звеньев данной электрической схемы замещения можно представить в виде следующей структурной схемы (рис. 2).

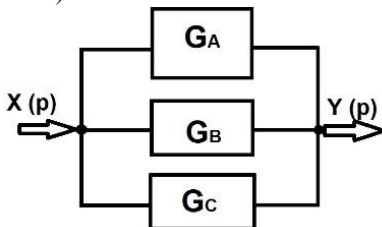


рис. 2. Структурная схема электрической цепи

Результирующая передаточная функция $G(p)$ для данной схемы будет равна сумме передаточных функций для каждого участка цепи:

$$G(p) = \frac{Y(p)}{X(p)} = G_A + G_B + G_C \quad (1)$$

где G_A, G_B, G_C – передаточные функции, соответствующие путям прохождения электрического тока в электрической схеме замещения, $X(p), Y(p)$ – Лапласово изображение входного и выходного сигнала.

В качестве примера для расчета передаточной функции взяты значения электрических параметров схемы замещения вестибулярного лабиринта для морской свинки.

Передаточная функция (1) зависит от параметров электрической цепи. Вариация этих параметров позволяет оптимизировать передаточную функцию, соответствующую максимальному значению амплитуды выходного сигнала. Численный анализ трех слагаемых G_A, G_B, G_C в передаточной функции в формуле (1) от параметров электрической цепи показал, что увеличение передаточной функции при любых значениях других электрических параметров происходит при увеличении R_1, R_2, C_1, C_2 и уменьшении параметров $R_{31}, R_{32}, R_{41}, R_{42}$. Величина передаточной функции слабо зависит от C_3 и C_4 .

Проведенные расчеты показали, что при оптимальных электрических параметрах электрической схемы замещения вестибулярного лабиринта значение передаточной функции (1) увеличивается в 1.5 раза.

Список публикаций:

[1] Воропаева О.Ф., Шокин Ю.И. // *Вычислительные технологии*. 2012. Т. 17. №4. С.29–55.

[2] Марчук Г.И. // *Медицина высокие технологии*. 2012. №2. С. 3-6.

[3] Антоненко С. В., Белянская Е. С., Индюхин., Лебедев И. С. // *Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание*. 2013. №1.

[4] Демкин В.П., Мельничук С.В., Щетинин П.П., Кингма Г., Ван Де Берг Р. // *Известия высших учебных заведений. Физика*. 2018. Т.61. № 11. С.68 -75.

Результаты исследования получены при поддержке Программы повышения конкурентоспособности ТГУ.

АСМ- и СТМ-исследования синтетических одноцепочечных ДНК с гомонуклеотидной последовательностью, осажденных на подложке из серебра

Амангулова Илюза Тагировна

Бакирский государственный университет

Шарипов Талгат Ишмухамедович, к.ф.-м.н.

amangulovai@mail.ru

Появление сканирующего зондового микроскопа открыло новые возможности для исследования объектов в самых разных областях науки. Атомно-силовая (АСМ) и сканирующая туннельная микроскопии (СТМ) [1] благодаря сверхвысокому разрешению позволяют исследовать различные объекты на молекулярном и субмолекулярном уровне, в том числе молекулы ДНК различной природы [2-3]. Особый интерес представляют синтетические одноцепочечные ДНК с гомонуклеотидной последовательностью, то есть состоящие из нуклеотидов одного типа [4]. В таких структурах предполагается особый характер распределения электронной плотности и переноса заряда, поэтому интерес к ним стабильно высок, что связано с перспективами использования данных молекул в нанoeлектронике.

В данной работе методами АСМ и СТМ были визуализированы и исследована проводимость коротких одноцепочечных ДНК, состоящих из нуклеотидов $d(C)_{12}$.

В экспериментах в качестве подложек применяли серебро, термически напыленное в вакууме на поверхность слюды. На серебряную подложку наносили раствор олигонуклеотида $d(C)_{12}$ в концентрации 5 нг/мкл. Причем раствор олигонуклеотида предварительно прогревали при температуре 75-80 °С в течение 6-7 минут для деглобулизации. Через 30-40 мин капля высыхала полностью.

В докладе будут представлены результаты исследования проводимости олигонуклеотидов, состоящих из повторяющихся нуклеотидных последовательностей. Все этапы эксперимента контролировались методами СТМ (рис. 1) и АСМ. Поскольку наибольший интерес представляли наименьшие из наблюдаемых на изображении объектов, которые по нашему мнению являются единичными молекулами, для них получали профили сечения (рис. 1б), по которым определяли геометрические параметры. После получения СТМ-изображений и визуализации олигонуклеотидов на поверхности подложки в режиме сканирующей туннельной спектроскопии измеряли их вольт-амперные характеристики (ВАХ) на тех участках, где предположительно находились единичные молекулы олигонуклеотидов. Для этого молекулу располагают между двумя электрическими контактами, одним из которых является проводящий зонд микроскопа, а другим – фрагмент поверхности подложки из электропроводящего материала.